

⑬ 日本国特許庁 (JP)

⑭ 特許出願公開

⑮ 公開特許公報 (A)

昭55—158054

⑯ Int. Cl.³
A 61 M 1/02

識別記号 庁内整理番号
6829—4C

⑰ 公開 昭和55年(1980)12月9日

発明の数 2
審査請求 有

(全 10 頁)

⑱ 液体の定量供給のための埋込形輸注装置用制御装置

⑲ 特 願 昭55—68806

⑳ 出 願 昭55(1980)5月23日

優先権主張 ⑳ 1979年5月23日㉑西ドイツ (DE)㉒P2920976.5

㉓発明者 マンフレート・フラネツキー
ドイツ連邦共和国ウツテンロイ

ト・シュライフバーク7
㉔発明者 カール・プレステレ
ドイツ連邦共和国エルランゲン
・ビスマルクシュトラッセ21
㉕出願人 シーメンス・アクチエンゲゼル
シャフト
ドイツ連邦共和国ベルリン及ミ
ュンヘン(番地なし)
㉖代理人 弁理士 富村深

明 細 書

1. 発明の名称 液体の定量供給のための埋込形輸注装置用制御装置

2. 特許請求の範囲

1) 液体を容器からカテーテルの出口へ送出する定量供給装置とその駆動回路とを1つのケースに内蔵し患者の体内に挿入されている輸注装置に患者の体外に位置する制御装置から制御指令あるいはプログラムを送るための信号伝達が、第1のコイルを有する制御装置と第2のコイルを有する駆動回路との間の誘導結合により行われる液体の定量供給のための埋込形輸注装置用の制御装置において、それ自体は公知の回路で制御装置(3, 42, 63)が誘導結合により伝達すべき信号に対してコード(9, 46, 68)を有し、また被埋込装置ケース(2, 20, 41, 43, 62)内の駆動回路が前記信号に対するデコード(25, 55, 74)を有すること、

(1)

特にコード/デコード(9/25, 46/53, 58/74)により、被埋込装置ケース(2, 41, 63)内の定量供給装置(27)に対する各制御信号が個々に所定のコードの族に伝達可能であり、もしくは被埋込装置ケース(2, 20, 41, 43, 62)内の駆動回路に付属するメモリ(55, 57, 76)に収納される制御プログラムとしての全信号列がキー信号により所定のコードの族に伝達可能であることを特徴とする埋込形輸注装置用制御装置。

2) 制御またはプログラム設定装置(3, 42, 63)内の送信コイル(12, 49, 71)としての第1のコイルのインダクタンスがそれと同調するキャパシタンスを加えられて並列共振回路を形成しており、送信電界が一方では送信コイル(12, 49, 71)の幾何学的パラメータにより、他方では送信コイルの前に接続されたドライブ回路(11)から

図1

図2

- 供給される電圧により定められることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。
- 3) 送信コイルの先に接続されたドライブ回路(11, 48)が発振器(10, 47)の後に接続されており、送信コイル(12, 49)により発せられる送信電波が発振器(10, 47)により定まる一定の搬送周波数を有することを特徴とする特許請求の範囲第1項または第2項記載の装置。
- 4) 被搬送装置ケース(20, 51)内の駆動回路の受信コイル(21)としての第2のコイルがアエライトコイルであり、そのインダクタンスがそれに同調するキャパシタンスを加えられて並列共振回路を形成しており、その共振周波数が選択的に発振器の搬送周波数に同調可能であることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。
- 5) 駆動回路内の受信コイル(21)とデコーダ(25)との間に変電圧増幅器(22)。
- (3)

- ルス列により、順序伝送およびデコーディングの後にセプトされることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。
- 6) 第1のカウント(55)のカウント状態により基本レートとして時間的に一定な輸注レートが定められ、他方第2のカウント(57)のカウント状態により追加輸注レートがタイマにより定められた時間間隔にわたり重畳されることを特徴とする特許請求の範囲第7項記載の装置。
- 9) 被搬送装置ケース(62)内の駆動回路がプログラムメモリとしてデジタルメモリ(76)を含んでおり、そのまかに外部のプログラム設定装置(63)から完全な日間輸注プログラムが読み出し可能な24時間リズムで書き込まれており、プログラムメモリに付属のタイマ(79)により周期的に読み出されることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。
- (5)

- 特開第55-158054(2)
パルス増幅器(23)およびパルス整形回路(24)が設けられていることを特徴とする特許請求の範囲第1項ないし第4項のいずれかに記載の装置。
- 6) 患者の体外に位置する制御装置(3, 42)内のコード(9, 46)が各入力パルスから所定の期間(4)および所定のパルス幅(τ)を有する1つの二重パルスを生じ、被搬送装置ケース内の駆動回路のデコーダが、所定の期間(4)および所定のパルス幅(τ)を有する二重パルスの後に所定の時間間隔($D > 4$)の間に他の信号が読み込まれる場合に待つて、定電流供給回路に対する制御パルスを送ることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の装置。
- 7) メモリがカウンタ(55, 57)を含んでおり、これらのカウンタが、制御またはプログラム設定装置(42)内で発生された所定のコードにコード化されたキー信号を有するパ
- (4)

- 10) 特定の時間間隔に対応づけられた輸注レートがコード(68)により所定のパルス間隔(d_1)を有するパルス列に変換され、その間に種々の時間間隔のパルス列が所定の期間(d_1)を有する伝送休止により隔てられ得ることを特徴とする特許請求の範囲第9項記載の装置。
- 11) デジタルメモリ(76)にワードカウンタ(77)およびアドレスカウンタ(78)が対応づけられており、コード化された信号により一方では24時間リズムの時点に対応する記憶場所を定めるためアドレスカウンタ(78)が制御され、他方ではそのつどの記憶場所を定めるためワードカウンタ(77)が制御されることを特徴とする特許請求の範囲第9項記載の装置。
- 12) 外部のプログラム設定装置(63)からコード(68)によりキー信号の伝送後に予め

プログラムを定められた輪往レートに従って
次々と個々のパルス列がコード化されて伝送
され、パルス列間の所定の間隔 (d_1) のパル
ス休止中にパルスの数に対応する記憶値の書
込みが行なわれ、同時にワードカウンタ(77)
がリセットされ、またアドレスカウンタ(78)
が次のアドレスへ進められることを特徴とす
る特許請求の範囲第9項または第10項記載
の装置。

- 13) 第1のコイル、パルス増幅器、パルス整形
回路およびデコードから構成された信号受信
部(21)を以て25)から制御信号送出後に
送達信号が発せられ、この送達信号が外部の
制御装置(3)内の第2のコイルにより試験
信号として検出され得ることを特徴とする特
許請求の範囲第1項または第12項のいずれ
かに記載の装置。

- 14) 液体を容器からカテーテルの発出口へ送出
する定量供給装置とその駆動回路とを1つの

(7)

の後に増幅・変換回路(83)およびパルス
整形回路(84)が接続されており、その出
力パルスにより音圧増強発振器(85)が
制御されることを特徴とする特許請求の範囲
第14項記載の装置。

- 16) パルス整形回路(84)に周波数変換回路
(87)が接続されており、その指示部(88)
が監視装置ケース(81)に取付けられてい
ることを特徴とする特許請求の範囲第14項
または第15項記載の装置。

3. 発明の詳細な説明

本発明は、液体を容器からカテーテルの発出
口へ送出する定量供給装置とその駆動回路とを1
つのケースに内蔵し患者の体内に挿入されている
遠込形輪往装置に患者の体外に位置する制御装置
から制御信号あるいはプログラムを送るための
信号伝達が、第1のコイルを有する駆動装置と第
2のコイルを有する駆動回路との間の誘導結合に
より行われる遠込形装置。特に液体の定量供給の

(9)

ケースに内蔵し患者の体内に挿入されている
遠込形輪往装置に患者の体外に位置する制御
装置から制御信号あるいはプログラムを送るた
めの信号伝達が、第1のコイルを有する
制御装置と第2のコイルを有する駆動回路と
の間の誘導結合により行われる液体の定量供
給のための遠込形輪往装置用の制御装置にお
いて、制御またはプログラム設定装置(3、
42)に追加して、非選択性の第3のコイル
(82)を有する固有の監視装置(81)が
用意されており、第3のコイルが一方では制
御装置(3)から発せられた送達信号を検出
し、他方では輪往装置の作動中に異常供給装
置(27)から発せられた境界を検出して、
音圧増強発振器(19)により制御される
スピーカ(86)を介して警報信号として指
示することを特徴とする遠込形輪往装置用の
制御装置。

- 15) 監視装置(81)内の第3のコイル(82)

(8)

ための遠込形輪往装置用の制御装置に関する。

現状薬剤により患者を治療する際、輪往レートを一定に設定するだけでは不十分ことが多く、特定の時間間隔で単位時間当りに輪往される液体の量を再調整し、切換え、またはプログラムに従って変更することが可能でなければならない。このことは特に糖尿病の治療のためインシュリンを継続的に輪往する場合に必要である。なぜならば、糖尿病患者のインシュリン所要量は日中はたとえ食事時間のリズムにより大きく変動し、他方夜間にはほぼ一定であるからである。

ドイツ連邦共和国特許出願公告第2513467号公報により、定量供給装置を備えた遠込形の輪往装置は公知である。挿入される輪往装置のすべての構成要素は身体組織に対して腐蝕性を有する材料たとえばタタンから成るケースに内蔵されている。体内の輪往装置に対するプログラム設定装置は患者の体外に携帯される。プログラム設定装置から輪往装置の駆動回路へ制御信号を伝達する

10

ため、両装置のなかの誘導コイルの間の誘電結合が利用される。

患者の体外からの遠隔制御には誘導誘導による信号伝達が適していることが知られている。なぜならば、被検装置の外部にアンテナを必要としないからである。しかし、このような誘電結合の到達距離は比較的わずかであり、主として誘電誘導の幾何学的および電気的パラメータにより定まる。

このような誘電誘導による信号伝達の欠点は、本来の送信回路とならんで周波数からの外部世界も誘導コイルに作用し得ることである。特に輸注装置では、外部世界の干渉により駆動回路内に定量供給装置に対する制御信号が生じて、場合によっては生命に関わる誤作動を惹起する危険がある。

従つて本発明の目的は、誘電結合用の制御装置として信号伝達が外部からの擾乱を受けずに行なわれるものを提供することである。この場合意図外の定量供給装置の制御は確実に防止されな

83

ければならない。

この目的は、本発明によれば、それ自体は公知の原理で制御装置が誘導結合により伝達すべき信号に対するコードを有し、また被検装置ケース内の駆動回路が前記信号に対するデコードを有すること、特にコード/デコードにより、被検装置ケース内の定量供給装置に対する各制御信号が個々に所定のコードの後に伝達可能であり、もしくは被検装置ケース内の駆動回路に付属するメモリに収納される制御プログラムとしての全信号列がキー信号により所定のコードの後に伝達可能であることを特徴とする遠隔信号装置の制御装置により達成される。

本発明による装置では、予め設定可能なプログラムに従つて原形を供給する目的で定量供給装置を作動させるため被検装置ケース内の駆動回路において、所定のコードを満足する制御信号のみが有効にされる。それによつて被検装置ケース内の定量供給装置に対する駆動回路が意図外に制

84

制され得ることが保証される。

制御またはプログラム設定装置内の送信コイルとしての第1のコイルのインダクタンスがそれに同調するキャパシタンスを加えられて直列共振回路を形成しており、送信回路が一方では送信コイルの幾何学的パラメータにより、他方では送信コイルの前に接続されたドライブ回路から供給される電圧により定められることは好ましい。送信コイルの前に接続されたドライブ回路が中間周波数発振器の後に接続されているので、送信コイルにより発せられる送信電界が発振器により定める一定の搬送周波数を有する。被検装置ケース内の駆動回路の受信コイルとしての第2のコイルがフエライトコイルであり、そのインダクタンスがそれに同調するキャパシタンスを加えられて直列共振回路を形成しており、その共振周波数は選択的に発振器の搬送周波数に同調可能であり、それにより送信電界に対する選択性アンテナとしての役割をする。

85

本発明の1つの好ましい実施例では、患者の体外に位置する制御装置内のコードが各入力パルスから所定の間隔および所定のパルス幅を有する1つの二重パルスを生じ、被検装置ケース内の駆動回路のデコードが所定の間隔および所定のパルス幅を有する二重パルスの後に所定の時間間隔の間に他の信号が読めない場合に限って、定量供給装置に対する制御パルスを生ずる。この実施例では輸注装置内の駆動回路に対する各制御パルスが個々にコード化されて伝達されるが、他の実施例では完全なプログラムを全体としてコード化して伝達することもできる。

本発明のこのような実施例では、輸注装置内の駆動回路にメモリが対応づけられており、このメモリのなかにコード/デコードによりコード化されて伝達される制御プログラムが収納される。このようにメモリは、もし輸注装置内で決定2つの定数が変更され、それ以外は所定のプログラムに従つて輸注が行なわれるのであれば、2つのカウ

86

ンダから構成される。これはたとえば輸注装置が設定可能で時間的に一定な輸注レートを基本レートとして作動し、それに必要に応じて追加的な時間的に限定された輸注レートが重畳される場合である。それに対して、他の実施例では、日中の間の輸注レートのプログラムを設定し得るようメモリを使用することもできる。

すなわち本発明では2つの異なる制御方法が可能である。第1は、外部の制御装置が患者により体外に装着され、制御装置が常に被服込輸注装置に対する積極的な制御機能を享受する場合である。第2は、送信器を有する外部のプログラム設定装置が常に輸注装置におけるメモリのプログラム変更のために利用される場合である。その場合、時間的に一定な輸注の基本レートおよびそれに重畳すべき追加レートの変更を行なうこともできるし、輸注レートが時間的に変化する日間輸注プログラムを設定することもできる。本発明の種々の実施例に共通の利点として、駆動回路内に集約外

69

ユニット6は外部から設定部6および7により設定可能である。設定部6および7は選択ダイヤルを有する旋回スイッチングとして構成されていることが好ましい。第1の設定部6により輸注の基本レートをたとえばインシュリン輸注の場合0.4ないし2.0 I U/l (1時間あたりの国際(インシュリン)単位)に設定可能であり、また第2の設定部7により所定の時間たとえば1時間にわたり輸注量を増加させるいくつかの所定の輸注プログラムを選択可能である。プログラム設定ユニット5の後にコード9、発振部10およびドライブ回路11が直列に接続されており、それらを介して変容部昇降生用の送信コイル12がドライブされる。プログラム設定ユニット5には、選択された基本レートまたはプログラムをデジタル指示するための表示指示器8が直列に接続されている。さらにケース4にはエネルギー源として電池13が内蔵されている。

被込形輸注装置2は心臓ペースメーカーと同様

69

特開昭55-158054(5)
の制御信号が生じないように。コードを用いて番号伝達が誤差に行かされる。

以下、図面により本発明の実施例を詳細に説明する。いくつかの図面において同一の部分には同一の符号が付されている。

第1図は患者に輸注装置2を挿入された患者1を示す。この輸注装置は皮膚の下で筋肉または脂肪の上に位置する平坦なカプセルから成り、このカプセルからカテーテルが体内の静脈に差込まれている。患者1は体外に制御装置3をたとえば首に掛けて携帯しており、この制御装置が誘導結合により体内の輸注装置のなかの駆動回路に作用する。制御装置3は被服のポケットに入れて携帯されてもよい。

第2図には輸注装置2およびそれを制御する制御装置3の構成が示されている。制御装置3のケース4のなかには、プログラム設定装置として輸注の基本レートおよびプログラムを切換えるためのユニット5が設けられている。プログラム設定ユ

69

ニに体内静脈に対して腐蝕性を有する材料たとえばチタンから成る平坦なケース20におさめられたカプセルである。このカプセルは静脈17の近くで皮膚の下で筋肉または脂肪の上に埋込まれている。ケース20のなかの受信コイル21の巻に交流電圧増幅部22、パルス増幅部23、パルス整形回路24およびコード25が直列に接続されており、それによりモータドライブ回路26が制御される。モータドライブ回路26は定容量供給ユニットとしてのロータリオン27のステップモータを駆動する。ロータリオン27により輸注液体が容器28から送出しチューブ29を経てカテーテル31の先端まで送出される。カテーテル31の先端は静脈17のなかに入差込まれているので、静脈内への輸注が行われる。液体容器28の補充口30は皮膚下に位置するケース20と結合されているので、必要に応じて注射器により輸注液体を容器28内に補充することができる。

本発明の上記の実施例ではインシュリン輸注の

70

69

仕方が任意の時点に体外から制御装置3により制御される。そのために送信部は受信部を常に信号到達距離内に置くように設計されていなければならない。境界の強さは距離に著しく関係し(1/r²の関係)、また約0.5mの到達距離が保証されなければならないので、強力な送信境界が発生しなければならず、また受信回路は常に高感度で設計されていなければならない。

コード・デコーダ間の制御信号の伝達は下記のように行なわれる。コード9はプログラム設定ユニットの各制御パルスから特定間隔4および特定パルス幅 τ の二重パルスを用いる。発振器10は10をいし30kHzの中間周波数範囲の搬送周波数を供給する。このよう搬送周波数は体内の増幅装置2の金属ケース20を貫通するために必要である。ドライブ回路11は送信コイル13に対して電流を供給する。送信コイル13のインダクタンスと電流振幅を生ずるようにコンデンサを接続しておけば、送信コイルの効率が共振回路の

共振の値にQに応じて高められる。

コード9で発振器10を制御することにより、搬送周波数はコード化されたパルスで断続される。送信コイル12から発生する交番電圧はコードに従って断続される。この断続される電圧は患者の体内の増幅装置の受信コイル21に交番電圧を誘起させる。

受信コイル21としてはフニライツコイルが用いられており、そのインダクタンスは並列コンデンサのキャパシタンスとともに、送信機の発振器10の搬送周波数と同調する並列共振回路を形成してゐる。誘起した交番電圧は変圧増幅器22およびその後に接続されたパルス増幅器23により増幅される。その後、パルス増幅器はその下段周波数をコード化信号のパルス幅 τ に合致されている。次いでパルス整形回路24から方形パルスが発せられる。この方形パルスはデコード25に送る。デコード25はそれに到来した特定間隔4を有する二重パルスから、この二重パルスの後に

69

69

所定の時間間隔D>4の間にもパルスが到来しない場合に限り、モードドライブ回路26に対して制御パルスを送る。それにより復元パルスは大きな安全性をもつて排除される。特に、それによつて、またまたコード化信号の周波数を有して到来するかもしれない復元パルスが制御機能をトリグダして誤った増幅レートを設定する危険も回避される。

コード化信号の構成は第2図に追加して示されている。3つのコーディングパラメータ、 δ およびDにより、プログラム設定ユニット5の制御信号のみによりポンプ27が制御されることが十分な安全性をもつて保証されている。

第3図には、腹部に増幅装置41を挿入された患者40が体外から制御装置42で増幅装置41に近接させ、皮膚を通して、増幅装置内の駆動回路に付属するメモリ内に固定記憶されている増幅の基本レートおよびプログラムを切換えている状態が示されている。

第4図の制御装置42では、増幅の基本レートおよびプログラムを選択するためにケース43の外部に設けられた設定部44、45が患者にコード46に作用する。コード46の後は、第2図の制御装置3と同様に、発振器47、ドライブ回路48および送信コイル49が接続されている。ケース43にはさらにエネルギー源として電池50が内蔵されている。

対応する増幅装置41は第2図で説明した受信コイルおよび増幅器28をいし3とをもち、第2図における駆動回路とは異なる駆動回路を有する。受信コイル21の後に受信増幅器52およびデコード23が重畳に接続されており、さらにその後に第5図で詳細に説明する記憶・制御回路54が接続されている。この特別な増幅・制御回路54によりモードドライブ回路26を介して増幅ポンプのモードが駆動される。

この実施例では、増幅装置を増幅装置が構成されている腹部に当てて制御が行われるので、信号

69

69

伝送は最大0.1mの近距離で可能であれば十分である。

第5図の符号21、26、27、52および53は第4図で示した要素に對するものである。記憶・制御回路54は主として、それぞれクロック56および58を位置調整した2つのカウンタ55および57と、1つの1時間タイマ59と、1つのゲート60とから成る。デコード53は3つの出力A、BおよびCを有する。出力Aによりクロック56を有する基本レフトメモリとしての第1のカウンタ55が制御される、また出力Bによりクロック58を有する追加レフトメモリとしての第2のカウンタ57が制御される。両クロック56および58の信号はゲート60により結合されているので、その出力端には両クロック信号の和が基本レフトおよび追加レフトの重ね合わせとして現われる。このクロック信号によりモードドライバ回路26が制御される。デコード53の信号出力Cによりプログラム変更前に同カウンタ55

および57がそのつど零にリセットされる。同時に信号Bはタイマトリガし、このタイマが所定時間たえば1時間の経過後にカウンタ57を零にリセットする。それにより追加レートにより輪注は終了する。

従つて体外の制御装置により輪注装置内の駆動回路を任意の時点に切換えることができる。このことはパルス図に示されている。デコード53は相異なるパルス間隔 d_1 および d_2 を有するパルス列を分離する。第2図と同様にデコード53はパルス間隔 d_1 を有する最初の二重パルス信号をサー信号として検出し、カウンタ55および57に對するリセットパルスと見する。それにより、以前に記憶された情報は消去される。次いで、パルス間隔 d_1 を有する第1のパルス列が第1のメモリを制御装置で設定された基本レートに對する値にロードする。パルス間隔 d_2 を有する第2のパルス列は第2のメモリを制御装置で設定された追加レートに對する値にロードする。切換後、

イマ59により制御されて、基本レートと追加レートを加えたレートで輪注が行われる。所定時間の経過後、再び基本レートによる輪注が行われる。

第6図には輪注装置62を包含された装置61が示されている。体外のプログラム設定装置53は送信コイル64とケーブルなどにより接続されている。プログラム設定装置63は卓上形であり、日頃の輪注必要量に応じたプログラムを設定するためのマトリクス領域を有する。プログラムは体内の輪注装置に近接可能な送信コイルにより伝送される。

第7図で63は時にピンコード65を有する第6図のプログラム設定装置を示している。ピンコードの行は種々の輪注レートに對応し、列は24時間にわたり1時間または0.5時間の間隔で任意に輪注し可能な日周リズムの時点に對応している。ピンコード65にピンを送込むことにより日間プログラムを設定することができ、この日間プロ

グラムは、必要であれば、プログラム記憶媒体66に一時記憶することができる。プログラム記憶媒体は通常よりコード67により読出し可能なパンチカード、磁気カードなどである。

プログラム設定装置63またはプログラムリーダー67によりコード68が制御される。特定の時間間隔に對する輪注レートがパルス間隔 d_2 を有するパルス列に変換され、その各パルスの数が増減するようにコード化が行われることは目的にかまつてゐる。種々の時間間隔のパルス列が間隔 d_1 を有する特定のパルス停止により隔てられる。パルス間隔 d_1 を有する最初の二重パルスはサー信号として用いられる。プログラム設定装置63ではもちろん、プログラムの読出しが開始される特定の時刻を設定することができる。それにより実験の時刻と同期したプログラム伝送が保証されている。

コード68は同様に装置部69およびドライブ回路70を経て送信コイル71をドライブする。

受信コイル21で受信された信号はパルス整形回路付受信増幅器73、デコード74および記憶・制御回路75を経て前記のように輸注ポンプのモータドライブ回路26に送る。

記憶・制御回路75は第8図に該部のブロック内に示されている。構成要素21、26および27ならびに73および74は前記実施例におけるものと同様である。記憶・制御回路75の主要な構成要素はデジタル半導体メモリ76(RAM)であり、それにワードカウンタ77、アドレスカウンタ78、タイマ79およびクロック80が付属している。プログラム設定中、デコード74からそれぞれワードパルスおよびアドレスパルスが発せられる。パルス列の個々のパルスはワードパルスとしてワードカウンタ77に与えられ、パルス停止の後、ワードカウンタ77の内容は適当な記憶場所に記憶され、ワードカウンタ77はリセットされ、またアドレスカウンタ78が次のアドレスへ進められる。

図

りから適当なものが患者により取出され、プログラム読出しのためカードリーダー7を有する伝送装置に送られる。カードから読出されたプログラムは輸注装置に搬送され、そのデジタルメモリ75に蓄えられる。

装置の構成を説明するため、第1図をいし第2図、第3図をいし第5図および第6図をいし第8図の実施例において、体外の装置の送信コイルから送信された電パルスを体内の輸注装置の駆動回路から送らせて帰還することもできる。この場合、輸注装置のコイルがパルス受信後に信号を返送する。それにより正しい情報伝達が個々の制御段階で確認される。このような構成では、体外の送信装置の送信コイルが同時に受信コイルとして用いられ、また体内の輸注装置の受信コイルが同時に送信コイルとして用いられる。返送のためには輸注装置の送信/受信コイルに電圧パルスを送るに十分であり、返送のための搬送周波数は必要でない。

図

デジタル半導体メモリ76のなかにはたとえ0.5時間刻みで10種類の輸注レートを有する日周輸注プログラムを収納しておくことができる。このプログラムはタイマ79により実際の時刻と同期してパルスとしてクロック80からモータドライブ回路26に与えられる。

第6図をいし第8図の輸注装置の実施例は、患者の個々の必要量に応じて日周輸注プログラムが医師により固定位置のプログラム設定装置で設定される病院内での使用に適している。メモリへの蓄込みは、この場合、プログラムの設定と同様に固定位置で行きわたる。しかし、プログラム記憶媒体に記憶された日周プログラムを移動装置の伝送装置により患者自身が蓄込むことも可能である。このように装置は大体において第3図の制御装置42に相当し、ただし基本および追加レポートの設定部のみによりプログラムリードが用いられている。パンチカードまたは磁気カードに記憶された平日、休日などに対応するプログラムのライブラ

図

らに本発明の実施例として、制御装置または輸注装置の機能監視を連続的に行うこともできる。そのためには第9図に示すように監視装置ケース81のなかには誘導コイル82を受信コイルとして設けておく。コイル82の後に増幅・監視回路83およびパルス整形回路84が逐次接続されている。たとえば送信コイルまたは体内の輸注装置のポンプモータコイルから送られてくるコイル82により受信された信号はパルス整形回路84により所定の方形波信号に変換される。パルス整形回路84により音声周波数変換器85が制御され、それによりスピーカ86がドライブされる。

監視装置の誘導コイル82は、輸注装置の受信コイルと異なり、選択性ではなくまた近距離用に設計されている。監視装置を制御装置または輸注装置に接近させると、広い領域でどこかに生じている境界のすべてが受信される。ポンプ27のステアアップモードから生ずる境界も検出される。従つて、患者自身が例示形監視装置を制御装置また

図

は身体に与えることにより直接的に装置の機能を容易で監視することができ、輪注レートの定量的な監視のため、パルス整形回路84に指示器88を有する周波数測定回路87を接続しておくことができる。適当に校正しておけば、指示器87により直接的に輪注レートをたとえば1μs/μで知ることが出来る。

4. 図面の簡単な説明

第1図は輪注装置を体内に挿入され、その制御装置を体外に携帯している患者を示す装置図。第2図は第1図の輪注装置および制御装置の構成と制御装置から輪注装置へ伝達される制御パルスの時間的關係とを示す図。第3図は体内に挿入された輪注装置を体外の制御装置から電気結合により制御している患者を示す装置図。第4図は第3図の輪注装置および制御装置の構成図。第5図は第4図の輪注装置内の駆動回路の構成と輪注の高レベルおよびプログラムの切替のため制御装置から伝達される制御パルスの時間的關係とを示す

図。第6図は患者の体内に挿入された輪注装置の輪注プログラムの設定が体外の送信コイルと接続されたプログラム設定装置により行われる場合を示す図。第7図は第6図のプログラム設定装置から送信コイルまでの回路とそれにより制御される輪注装置内の駆動回路とのブロック図。第8図は輪注装置内の駆動回路の構成とそれと与えらる制御パルスの時間的關係とを示す図。第9図は制御装置および輪注装置を監視するための装置の構成図である。

1—患者、2—輪注装置、3—制御装置、4—制御装置ケース、5—プログラム設定ユニット、6、7—設定器、8—指示器、9—コード、10—発振器、11—ドライブ回路、12—送信コイル、13—電池、15—皮膚、16—筋内および脂肪、17—静脈、20—輪注装置ケース、21—受信コイル、22—交流電圧増幅器、23—パルス増幅器、24—パルス整形回路、25—デコード、26—

CU

CU

モータドライブ回路、27—ローラポンプ、28—駆動部、29—送出力チューブ、30—排出口、31—カテーテル、40—患者、41—輪注装置、42—制御装置、43—制御装置ケース、44、45—設定器、46—コード、47—発振器、48—ドライブ回路、49—送信コイル、50—電池、52—受信増幅器、53—デコード、54—記憶・制御回路、55、57—カウンタ、56、58—クロック、59—1時間タイマ、60—ゲート、61—患者、62—輪注装置、63—プログラム設定装置、64—送信コイル、65—ピンボード、66—プログラム記憶媒体、67—プログラムリード、68—コード、69—発振器、70—ドライブ回路、71—送信コイル、73—受信増幅器、74—デコード、75—記憶および制御回路、76—半導体メモリ、77—ワードカウンタ、78—アドレスカウンタ、79—クロック、80—タイマ、

81—監視装置ケース、82—誘導コイル、83—増幅および駆動回路、84—パルス整形回路、85—音声周波数発振器、86—スピーカ、87—周波数測定回路、88—指示器。

(119) 代理人 中野太 事務所

CU

CU

